

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4067407号  
(P4067407)

(45) 発行日 平成20年3月26日 (2008. 3. 26)

(24) 登録日 平成20年1月18日 (2008. 1. 18)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 B

A 6 1 B 5/07 (2006. 01)

A 6 1 B 5/07

請求項の数 8 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2002-572089 (P2002-572089)  
 (86) (22) 出願日 平成14年3月14日 (2002. 3. 14)  
 (65) 公表番号 特表2004-521693 (P2004-521693A)  
 (43) 公表日 平成16年7月22日 (2004. 7. 22)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IL2002/000210  
 (87) 国際公開番号 W02002/073507  
 (87) 国際公開日 平成14年9月19日 (2002. 9. 19)  
 審査請求日 平成17年3月7日 (2005. 3. 7)  
 (31) 優先権主張番号 60/275, 486  
 (32) 優先日 平成13年3月14日 (2001. 3. 14)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 500277630  
 ギブン・イメージング・リミテッド  
 イスラエル ヨクニーム 20692 イ  
 ンダストリアル パーク ハカーメル ス  
 トリート 2  
 (74) 代理人 100082005  
 弁理士 熊倉 禎男  
 (74) 代理人 100067013  
 弁理士 大塚 文昭  
 (74) 代理人 100086771  
 弁理士 西島 孝喜  
 (74) 代理人 100109070  
 弁理士 須田 洋之  
 (74) 代理人 100064746  
 弁理士 深見 久郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体内での比色分析の異常を検出するための方法およびシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内情報を表示するシステムであって、

嚥下可能生体内デバイスから生体内画像のセットを受けとり、該画像に基づいてカラーコンテンツの解析を行い、前画像内の色変化を判定するデータプロセッサと、

カラービデオとして前記画像を表示するとともに、さらに血液の存在と相関を有する前記色変化について胃腸管の位置を表示する表示器とを備えていることを特徴とするシステム。

【請求項 2】

嚥下可能生体内デバイスを備えていることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

10

【請求項 3】

前記生体内デバイスから信号を受信する受信装置を備えていることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記データプロセッサがカラーコンテンツの前記解析に基づいて異常性判定をおこなうようになっていることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記異常性が血液の存在に起因するものであることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

20

前記カラーコンテンツの解析が生体内画像と健康な組織の画像とを比較する段階を備えていることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記データプロセッサが前記画像に基づいて、画像を比較することによってカラーコンテンツの解析をおこなうようになっていることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記データプロセッサが前記画像が取得された前記胃腸管の位置を判定するようになっていることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

発明の分野

この発明は、生体内、特定的には胃腸（GI）管内での比色分析の異常を検出するための方法およびシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

発明の背景

胃腸（GI）管の病理は、さまざまな理由で存在することが考えられる。病理のいくつかの例には、出血、病変、血管異形成症、クローン（Crohn）病、ポリープ、腹腔の疾患等が含まれる。病理の大多数は、GI 管の内側表面における色および／または組織構造の

20

【0003】

一例として、色の変化は、出血によることが考えられる。血液は、潰瘍、癌、または他の病状などのさまざまな病理学的理由により、消化管内に存在することが考えられる。GI 管内において血液の存在を検出することは、難しいことが多い。なぜなら、出血が、手の届きにくい部位で生じるおそれがあるためである。加えて、小腸等の特に手の届きにくい部分において、管内を「見る」ことは難しい。

【0004】

GI 管内の血液の存在を検出しようとして、いくつかの手法が用いられてきた。1つの手法は、視覚的および／または化学的な手段による、便内の血液の検出であった。この手法の主な欠点は、便内の血液の濃度が、出血部位の血液の濃度よりも低いことであった。なぜなら、GI 管に沿って、物質がさらに堆積されるためである。したがって、この手法の感度は低い。加えて、GI 管沿いの特定の出血部位を突き止めることができない。

30

【0005】

第2の、より観血的な技術が、内視鏡または小腸内視鏡の使用であった。この手法により、GI 管の一部を直接見るできるようになった。しかしながら、小腸の大部分には、この方法によっても接近することができない。

【0006】

スペクトルの赤色部分に基づいて検出することのできる病理の他の例には、進行中の出血、血餅、ポリープ、病変、潰瘍、血管異形成症および毛細血管拡張症が含まれる。青／紫色によって特徴付けることのできる病理には、動静脈奇形（AVM）および粘膜下出血が含まれる。AVMは、赤色においても出現することがあり得る。加えて、潰瘍の種類の中には、白色によって特徴付けられるものもある。

40

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0007】

発明の概要

この発明の一実施形態に従い、体内腔での比色分析の異常を検出するための方法が提供される。この方法は、少なくとも1つの基準値とスペクトル特性との比較に基づいて、体内腔内において異常な色が存在する確率指標を計算するステップを含む。

50

## 【 0 0 0 8 】

この発明の別の実施形態に従い、組織に対する基準値を計算するための方法が提供される。この方法は、体内腔内から少なくとも第 1 の画像および第 2 の画像を受信するステップと、比色分析パラメータに基づいて、画像内の画素のブロックを選択するステップと、第 1 および第 2 の画像の画素からなる選択されたブロックの比色分析パラメータを平均化するステップと、比色分析パラメータをフィルタ処理して、それによって組織に対する基準値を得るステップとを含む。

## 【 0 0 0 9 】

この発明の別の実施形態に従い、胃腸管内での比色分析の異常を検出するための嚥下可能なカプセルが提供される。このカプセルは、胃腸管から画像を受信するための画像受信機と、画像の色の内容を少なくとも 1 つの基準値と比較することによって、比色分析の異常が存在することに対する確率指標を生成するための処理機とを含む。

10

## 【 0 0 1 0 】

この発明の別の実施形態に従い、体内腔内の比色分析の異常を検出するための装置が提供される。この装置は、体内腔から画像を受信するための画像受信機と、画像の色の内容を判定するためのスペクトル分析器と、色の内容を少なくとも 1 つの基準値と比較することによって、異常が存在することに対する確率指標を生成するための処理機とを含む。

## 【 0 0 1 1 】

この発明の別の実施形態に従った、体内腔内での血液を検出するためのシステムが提供される。このシステムは、体内腔内から画像を得るための生体内イメージャを有する嚥下可能なカプセルと、受信機に画像を送信するための送信機と、受信画像の色の内容と少なくとも 1 つの基準値との比較に基づいて、血液が存在する確率指標を生成するための処理機とを含む。

20

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【 0 0 1 2 】

この発明は、以下の詳細な説明を図面とともに読まれると、より完全に理解され、認識されるであろう。

## 【 0 0 1 3 】

## 発明の詳細な説明

この発明は、可動式の生体内ビデオカメラシステムによって取り込まれた画像のスペクトル分析によって病理を検出する方法およびシステムに関する。この分析は、比色分析の異常の検出、すなわち期待されるスペクトルからの偏差に基づく。生体内ビデオカメラシステムは、内視鏡、嚥下可能なカプセル、または内部を観察するために体内に挿入される他の任意の機器に含まれ得る。

30

## 【 0 0 1 4 】

本出願と共通の譲受人に譲渡され、本明細書において引用により援用される米国特許第 5,604,531 号は、嚥下可能なカプセルによって運ばれる生体内カメラシステムを教示する。生体内ビデオカメラシステムは、カプセルが G I 内腔を通過する間に、G I 管の画像を取り込んで送信する。カプセルは、カメラシステムに加え、カメラシステム上に対象領域を画像化するための光学システムと、カメラのビデオ出力を送信するための送信機とを含む。カプセルは、全消化管を通過することができ、自律型のビデオ内視鏡として作動する。それは、小腸の、手の届きにくい領域も画像化する。

40

## 【 0 0 1 5 】

図 1 を参照されたい。図 1 は、米国特許第 5,604,531 号に記載されたシステムの概略図を示す。このシステムは、イメージャ 46 と、照明源 42 と、送信機 41 とを有するカプセル 40 を含む。患者の体外には、画像受信機 12（通常はアンテナアレイ）、記憶装置 19、データ処理機 14、画像モニタ 18 および位置モニタ 16 が存在する。図 1 は別個のモニタを示しているが、画像およびその位置を両方共 1 つのモニタ上に示すこともできる。

## 【 0 0 1 6 】

50

カプセル 40 内のイメージャ 46 は、同様にカプセル 40 内に位置付けられた送信機 41 に接続される。送信機 41 は、画像受信機 12 に画像を送信し、画像受信機 12 は、データ処理機 14 および記憶装置 19 にデータを送る。データ処理機 14 は、データを分析して記憶装置 19 と通信し、記憶装置 19 との間でフレームデータを送信し合う。データ処理機 14 はまた、画像モニタ 18 および位置モニタ 16 に対して分析されたデータを与え、そこで、医師はそのデータを観察する。画像モニタは G I 内腔の画像を示し、位置モニタはその画像が撮影された G I 管内の位置を示す。データ処理機 14 は、リアルタイム処理用に、または、後日観察される後処理用に、構成することができる。このシステムは、G I 管の病理学的状態を明らかにすることに加え、これらの病理の位置に関する情報も提供することができる。

10

#### 【0017】

この発明の好ましい実施形態において、受信画像は色の内容に関して分析される。以下に述べるように、この分析に基づき、比色分析の異常の有無に関する判定を行なうことができる。比色分析の異常は、出血等の病理学的状態を示すことができる。スペクトルの赤色部分に基づいて検出され得る病理の他の例には、進行中の出血、血餅、ポリープ、病変、潰瘍、血管異形成症および毛細血管拡張症が含まれる。青 / 紫色によって特徴付けられることができる病理には、動静脈奇形 (A V M) および粘膜下出血が含まれる。A V M は、赤色においても出現することがあり得る。加えて、潰瘍の種類の中には、白色によって特徴付けられるものもある。以下に説明する方法およびシステムが、病理学的状態が存在するか否かに関係なく体内腔の正常な色の内容からのあらゆる比色分析上の偏差を検出する際に、有用となり得ることは、明らかであろう。

20

#### 【0018】

次に、サンプルのスペクトル成分に応じたサンプル分類の概略図である図 2 を参照されたい。各テストサンプル T が、以下の変数、すなわち、色相 H、彩度 S、および明度 V によって表わされる座標系内に位置付けられる。色相 H は、色刺激の主波長に関連する数を表わし、色が赤から黄、緑、シアン、青、マゼンタ、そして再び赤へと変化するにつれて、0 から 1 に変化する。彩度 S は色の純度に相当し、純色の場合、100% に等しい。明度 V は、色の相対強度の測定値であり、赤、青および緑 (R B G) の輝度を表わす。テストサンプル T と理想の病理サンプル B との間の距離ベクトル  $r(B, T)$  が計算される。テストサンプル T と健康な組織 R の基準サンプルとの間の別の距離ベクトル  $r(R, T)$  が計算される。距離ベクトル  $r(B, T)$  と距離ベクトル  $r(R, T)$  との関係が計算される。各テストサンプル T は、距離ベクトル  $r(B, T)$  と距離ベクトル  $r(R, T)$  との関係に基づいて分類される。簡潔には、距離ベクトル  $r(B, T)$  が距離ベクトル  $r(R, T)$  に比べて小さい場合に、病理学的な色の陽性指標が存在する。好ましい実施形態において、この分析は、擬陰性よりも擬陽性の、より高い確率を含むように調整され、陽性の診断をし損なう可能性を最小にする。しかしながら、分析の他の実施形態もまた可能である。

30

#### 【0019】

次に、図 3 および図 4 を参照されたい。図 3 および図 4 は、システム 15 と、消化管内における血液の内容または色による識別可能な任意の他の病理を確認するために、システム 15 を用いるステップを示すフロー図とを示す。システム 15 は、照明源 42'、画像受信機 12'、データ処理機 14' および画像モニタ 18' を含む。データ処理機 14' は、スペクトル分析器 22、適応基準構築器 24、距離計算機 26 および判定計算機 28 を含む。この発明の一実施形態によると、データ処理機 14' は、標準コンピュータアクセラレータボード、高性能コンピュータ、マルチプロセッサ、または他の任意の直列もしくは並列の高性能処理機器である。画像モニタ 18' は、ビデオ表示装置、グラフ、表、または任意の他の表示器であってよい。

40

#### 【0020】

図 4 のステップは、図 3 のシステム 15 を用いて達成することができる。一実施形態において、画像はカプセル内で取り込まれて処理される。別の実施形態において、画像は生

50

体内システムによって取り込まれて遠隔地に送信され、そこで処理される。画像受信機 12' は、図 1 の生体内カメラシステムまた任意の他の生体内イメージャによって取り込まれた画像を受信する（ステップ 101）。データ処理機 14' は、色の画像を画素の格子に分割する（ステップ 102）。他の画像化の適用例におけるように、画素の数が画像の解像度を決定する。このことを論じるために、画像は  $8 \times 8$  の画素からなるブロック（ $i, j$ ）に分割される。一実施形態において、本来の画像が  $256 \times 256$  画素の画像であるために、8 画素に分割して色の成分を判定した結果、 $32 \times 32 \times 3$  の行列の色の成分値のブロックとなる。スペクトル分析器 22 は、各ブロックの色の成分、すなわち、各画像に対する色相  $H_{i,j}$ 、彩度  $S_{i,j}$ 、および輝度値  $V_{i,j}$  を計算する（ステップ 104）。

【0021】

10

スペクトル分析器は、また、病理サンプル B および健康な基準組織 R のブロックの色の成分も計算する（ステップ 105 およびステップ 106 ~ 110）。スペクトル分析器 22 は、血液を含む既知の画像から、病理サンプル B のブロックの色の成分を計算する（ステップ 105）。

【0022】

次に、図 5 を参照されたい。図 5 は、図 4 の適応的に基準を構築するステップ 106 ~ 110 の概略図である。適応基準構築器 24 は、健康な組織の基準サンプルを構築するために、組織の基準となる色の成分を計算する（ステップ 106 ~ 110）。適応的手法は、後の画像に現れる健康な組織を平均化することに基づく。平均値が用いられるのは、GI 管に沿った健康な組織のパラメータが変化し得るためである。適応基準構築器 24 は、明度  $V$ （輝度）および色相  $H$  に基づいてブロックを選択する（ステップ 107）。一実施形態において、それらの条件は、 $0.1 < V_{i,j} < 0.9$  および  $0 < H_{i,j} < 0.09$  である。これらの条件は、健康な組織が存在することを示す。図 5 に示されるように、健康な組織の領域  $R_i$ 、 $R_{i-1}$ 、および  $R_{i-2}$  を伴った画像  $P_i$ 、 $P_{i-1}$ 、および  $P_{i-2}$  が得られる。適応基準構築器 24 は、GI 管に沿って得られた画像  $P_i$ 、 $P_{i-1}$ 、および  $P_{i-2}$  の健康な領域  $R_i$ 、 $R_{i-1}$ 、および  $R_{i-2}$ （すなわち、選択されたブロック）の色の成分を平均化する（ステップ 108）。データを平滑化して、特定の画像への感度を除去するために、適応基準構築器 24 は、現在の画像  $P_i$  および以前の画像  $P_{i-1}$  の組織の色の平均をフィルタ処理する（ステップ 110）。

20

【0023】

30

一実施形態において、以下の反復計算を伴った無限インパルス応答（Infinite Impulse Response）（IIR）フィルタが用いられる。

【0024】

【数 1】

$$out(t_i) = 0.08 * in(t_i) + 0.92 * out(t_{i-1})$$

【0025】

式中、 $t_i$  は現在のフレーム  $i$  の時間指数を表わし、 $t_{i-1}$  は以前のフレーム  $i-1$  の時間指数を表わす。

40

【0026】

再び図 4 を参照すると、次に、距離計算機 26 が、行列内の各ブロックと血液の基準値 B との間のユークリッド（Euclidian）距離を計算する（ステップ 112）。血液の基準値 B は、血液を含む既知の画像から得られ、上で述べたように、スペクトル分析器 22 によって分析される。別の実施形態において、他の異常な色を示すために、比色分析の異なった基準値を用いることもできる。例示的な実施形態において、この計算の結果は、 $32 \times 32$  の要素  $i, j$  の行列である。この計算は、以下の式に従って行なわれる。

【0027】

【数 2】

$$\beta_{i,j} = \frac{\sqrt{(H_{i,j} - H_b)^2 + (S_{i,j} - S_b)^2 + (V_{i,j} - V_b)^2}}{\sqrt{(H_b^2 + S_b^2 + V_b^2)} * \sqrt{(H_{i,j}^2 + S_{i,j}^2 + V_{i,j}^2)}}$$

【0028】

式中、 $H_b$ 、 $S_b$ 、および $V_b$ は、それぞれ血液の色相、彩度および輝度に対する基準値である。

10

【0029】

同様の距離の計算が、適応基準となる組織（健康な組織）の色の成分に対して計算され、その結果、以下のように $32 \times 32$ の行列 $I_{i,j}$ が生じる。

【0030】

【数 3】

$$I_{i,j} = \frac{\sqrt{(H_{i,j} - H_t)^2 + (S_{i,j} - S_t)^2 + (V_{i,j} - V_t)^2}}{\sqrt{(H_t^2 + S_t^2 + V_t^2)} * \sqrt{(H_{i,j}^2 + S_{i,j}^2 + V_{i,j}^2)}}$$

20

【0031】

式中、 $H_t$ 、 $S_t$ 、および $V_t$ は、それぞれ健康な組織の色相、彩度および輝度に対する基準値である。

【0032】

距離の行列が得られると、判定計算機28が、以下の式に従って確率指標関数を計算する（ステップ116）。

【0033】

【数 4】

$$\Lambda = \sum_{i,j} \left\{ \left( \beta_{i,j} \leq \text{BloodThreshold} \right) \cap \left( \frac{I_{i,j}}{\beta_{i,j}} \geq \text{TissueRatioThreshold} \right) \right\}$$

30

【0034】

しきい値は、任意の値に設定することができる。好ましい実施形態において、しきい値は以下のとおりである。すなわち、 $\text{BloodThreshold} = 0.15$ および $\text{TissueRatioThreshold} = 4$ である。血液は、 $\beta_{i,j} > 0$ であれば存在する。

【0035】

最後に、画像モニタ18'が、血液の存在を示すカラービデオとして、または、レベルおよび/またはしきい値を示すグラフまたは表として、のいずれかにおいて結果を表示する（ステップ118）。

40

【0036】

結果の表示は、位置表示器を組込むことを含んでよく、エンドユーザは色の変化がGI管内に存在するか、または他の体腔内に存在するかを判定することができる。したがって、医師はこの問題となる領域に処置を行なうことができる。

【0037】

当業者は、この発明が、上で特に示され説明された内容に限定されないことを認識されるであろう。むしろ、この発明の範囲は、前掲の請求項によってのみ規定される。

【図面の簡単な説明】

【0038】

50

【図 1】 先行技術の生体内カメラシステムの概略図である。

【図 2】 サンプルのスペクトル成分に応じたサンプルの分類の概略図である。

【図 3】 この発明の一実施形態に従ったシステムのブロック図である。

【図 4】 図 3 に示されるシステムによって用いられる方法のフロー図である。

【図 5】 基準の組織サンプルの適応的な構築の概略図である。

【図 1】

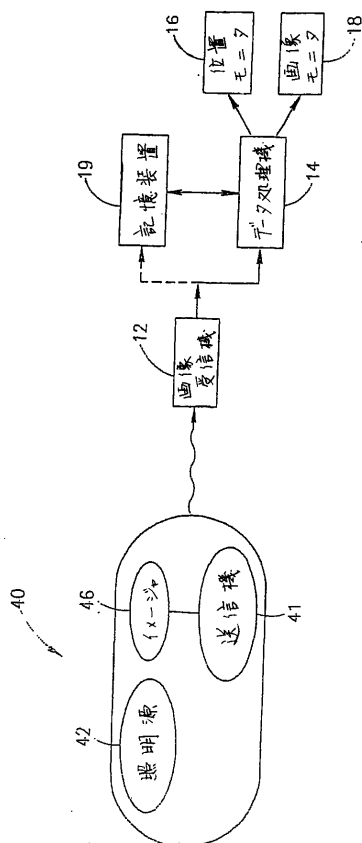


FIG.1  
PRIOR ART

【図 2】

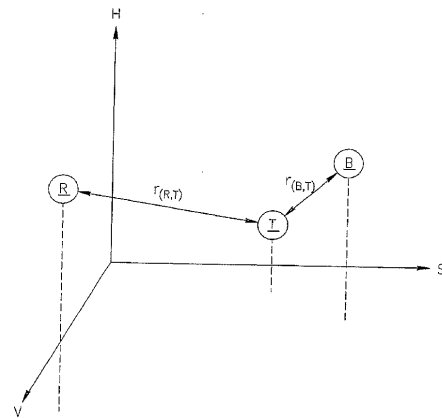
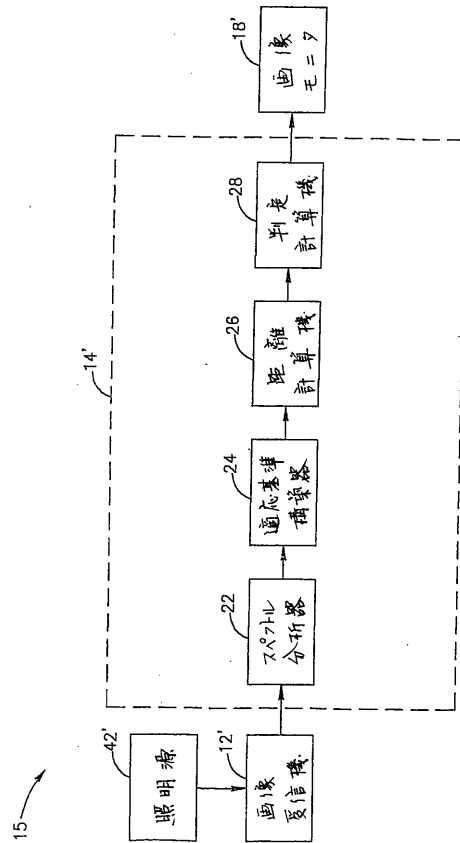


FIG.2

【図 3】



【図 4】

FIG.3

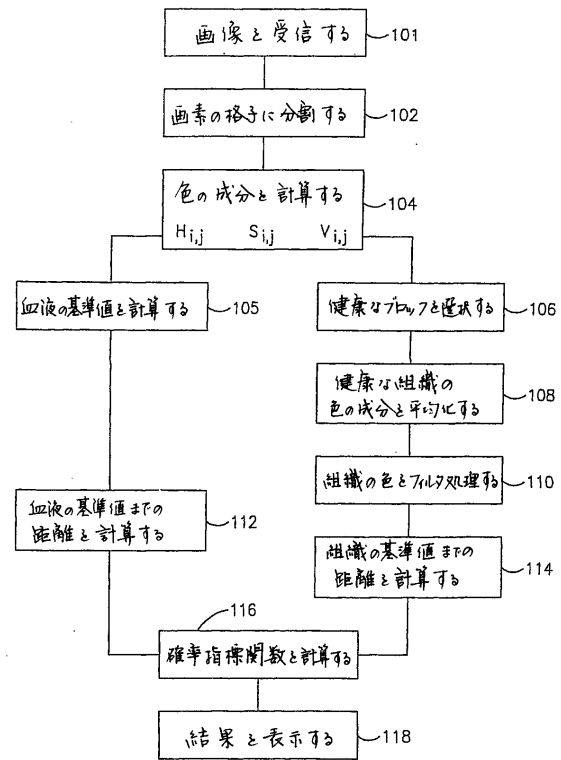


FIG.4

【図 5】

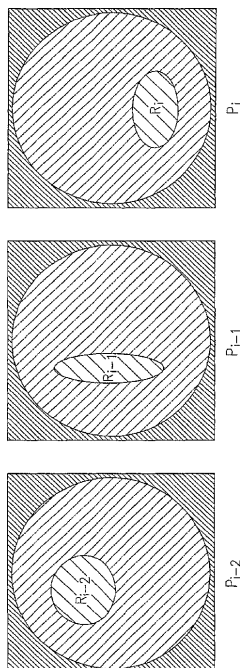


FIG.5



---

フロントページの続き

- (74)代理人 100085132  
弁理士 森田 俊雄
- (74)代理人 100083703  
弁理士 仲村 義平
- (74)代理人 100096781  
弁理士 堀井 豊
- (74)代理人 100098316  
弁理士 野田 久登
- (74)代理人 100109162  
弁理士 酒井 將行
- (72)発明者 アドラー, ドロン  
イスラエル、3 6 7 9 0 ネシェール、ハヌリオト・ストリート、2 4 / 5
- (72)発明者 ジナティ, オフラ  
イスラエル、3 4 7 6 0 ハイファ、デイビッド・アサフ・ストリート、2 / 3
- (72)発明者 レビィ, ダフナ  
イスラエル、2 1 6 6 1 カルミール、ハダス・ストリート、1 0 3
- (72)発明者 グルコフスキー, アーカディ  
イスラエル、3 6 7 9 0 ネシェール、ハヌリオト・ストリート、2 4 / 5

審査官 谷垣 圭二

- (56)参考文献 特開平 0 6 - 1 4 2 0 8 1 ( J P , A )  
特開 2 0 0 1 - 0 3 7 7 1 8 ( J P , A )  
特開 2 0 0 2 - 0 0 0 5 5 6 ( J P , A )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A61B 1/00  
A61B 5/07